

**Bestrahlungsanordnungen und Isodosenmessungen
bei Telekobaltbestrahlung (Gammatron)
mit Bleikeilen für Harnblasentumoren**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin
der hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Heidi Boden

aus Berlin

Marburg 1967

**Bestrahlungsanordnungen und Isodosenmessungen
bei Telekobaltbestrahlung (Gammatron)
mit Bleikeilen für Harnblasentumoren**



Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin
der hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Heidi Boden

aus Berlin

Marburg 1967



Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Marburg am 8. 8. 1967

Gedruckt mit Genehmigung der Fakultät

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. habil. H. Heuser
Referent: Priv.-Doz. Dr. med. R. Schneider
Correferent: Prof. Dr. med. R. du Mesnil de Rochemont

Inhaltsverzeichnis

	Seite
A. EINLEITENDER TEIL	1
I. Die Entwicklung der Keillabsorber	1
1. Konventionelle Röntgentherapie	1
2. Megavolttherapie	6
3. Bedeutung der Keile in der modernen Strahlentherapie	6
II. Die bisher angewandten Bestrahlungs- methoden der Harnblase	16
1. Lokale Applikation von radioaktiven Substanzen	16
2. Kreuzfeuerbestrahlung	17
3. Bewegungsbestrahlung	19
4. Siebbestrahlung	26
B. H A U P T T E I L	29
(Experimenteller Teil)	
I. Aufgabenstellung	29
II. Methodik	30

	Seite
1. Art des Bestrahlungsgerätes	30
2. Phantombeschreibung	30
3. Bestrahlungsanordnungen mit Bleikeilen	30
4. Filmdensitometrie	32
III. Ergebnisse (Bildtafeln)	38
	bis 46
C. DISKUSSION	
DER ERGEBNISSE	47
D. ZUSAMMENFASSUNG	57
E. LITERATURVERZEICHNIS	59

A. EINLEITENDER TEIL

I. Entwicklung der Keilabsorber

Die Keilabsorbertechnik stellt in der Hochvolttherapie eine Bestrahlungsmethode dar, die eine gute Anmodellierung der gewünschten Dosisverteilung an beliebig gestaltete und beliebig gelegene Herde ermöglicht. Durch Verwendung einer schichtig zunehmenden Materie wird über dem Querschnitt des Strahlenfeldes die Strahlungsintensität hinter ihr kontinuierlich geschwächt. Unter maximaler Schonung des umgebenden gesunden Gewebes wird so eine homogene Verteilung und eine gute Konzentrierung der Dosis im Herdgebiet erreicht.

1. Konventionelle Röntgentherapie

Die Geschichte der Keilabsorber, fälschlich auch Keilfilter genannt, obwohl die Filterwirkung in diesem Fall keine Rolle spielt oder gelegentlich sogar stört, ist in der Literatur bereits mehrfach beschrieben (1, 2), und es sollen hier nur in kurzen Zügen die wesentlichen Merkmale hervorgehoben werden. Die Entwicklung der

Keilabsorber begann bereits in der konventionellen Röntgentherapie, wo man durch Anwendung von Keilen unsymmetrische Dosisverteilungen erhalten wollte, welche für bestimmte Behandlungen von oberflächlichen Regionen gewünscht wurden (3). Schon 1939 fanden Ausgleichskeile zur Abflachung des Strahlenfeldquerschnittes ihre Anwendung (4). Die ersten eigentlichen Schwächungskeile wurden ursprünglich aus Holz, später aus geschichteten Messingblättern hergestellt (5). Als Standardbestrahlungsmethode galt die Anordnung eines Keilpaares im rechten Winkel zueinander. Es wurden aber auch andere Methoden ausprobiert. 1945 wurden Keile beschrieben, die dazu dienen sollten, einen steileren Isodosenabfall zu erzielen (6). 1949 wurden die sog. harmonischen Keile für die Verbesserung der Dosisverteilungen in die konventionelle Bewegungsbestrahlung eingeführt (7). In den Jahren von 1947 bis 1949 ließen sich weitere Fortschritte in der Anwendung von Keilabsorbern erzielen: durch die Herstellung des Kemp'schen automatischen Dosisschreibers konnten die Isodosenkurven genauer bestimmt werden (8). Man ersann kombinierte

Bestrahlungsanordnungen, um tiefliegende Herde anzu-
gehen (3). Zum Beispiel kombinierte man 2 Keilfelder
und ein normales Feld in einer hemi-hexagonalen Stel-
lung, oder man verwendete ein Paar gegenüberliegender
Keilfelder mit dazwischen liegendem normalen Feld im
rechten Winkel. Die Vielseitigkeit der erdachten Be-
strahlungsanordnungen ermöglichte eine bessere Erfas-
sung der Tumorausdehnung. Nähere Untersuchungen über
die Dosisverteilung bei Anwendung von Keilen mit kon-
ventionellen Röntgenstrahlen ergaben, daß sich die
Isodosenverteilung durch Änderung der Lage des Keiles
im Strahlenfeld beeinflussen läßt (9); die Änderung
des Fokushautabstandes (FHA) hat dagegen nur gering-
fügige Abweichungen der Isodosenkurven zur Folge (10).

Technische Daten (11) und konstruktive Merkmale (12)
der Keilabsorber sind schon mehrmals beschrieben wor-
den. Auf Grund der vielen Untersuchungen wurden zwei
Arten von Schwächungskeilen unterschieden: der Plateau-
keil und der harmonische Keil. In der konventionellen
Röntgentherapie wurde hauptsächlich das "Plateaufilter"

verwendet, wobei der Ausdruck "Plateaufilter" die Tatsache berücksichtigt, daß bei konventionellen Strahlenqualitäten außer der Absorptionswirkung des Keiles auch die Filterwirkung, d. h. die Aufhärtung der Strahlung im dicken Keilbereich, eine wichtige Rolle spielt. Das Plateaufilter bedeckt nicht die gesamte Breite des Feldes, steigt mit konstantem Winkel an und endet in einem Plateau, das noch innerhalb des Strahlenquerschnitts liegt (s. Abb. 1 a). Die besten Dosisverteilungsverhältnisse in der konventionellen Röntgentherapie liegen vor, wenn bei einem Keil zwei Zehntel der Feldbreite unbedeckt, sechs Zehntel vom Keil bedeckt sind und das Plateau zwei Zehntel des Feldes einnimmt (13). Mit der zunehmenden Dicke des Plateaufilters werden die weichen Strahlen immer vollständiger herausgefangen und nur die härteren durchdringungsfähigen Strahlen gelangen in die Tiefe. Durch die Filterwirkung des Plateaus wird eine gleichmäßige Tiefendosis erzielt, während der freie Spalt des Filters auch die weiche Strahlen durchläßt. Der Plateaukeil ist in seiner Anwendung dem harmonischen Keil in der konventionellen Therapie vorzuziehen.

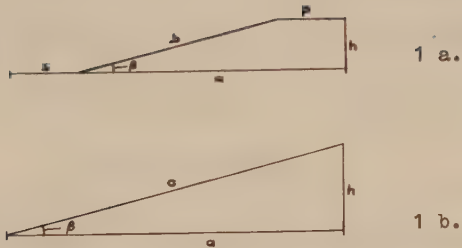


Abb. 1 a. Plateaukeil (Querschnitt).
 a = Feldbreite, s = freier Spalt,
 b = Keilabschnitt, p = Plateau
= Keilwinkel, h = Plateauhöhe

Abb. 1 b. Harmonischer Keil.
 a = Feldbreite, h = maximale Keildicke,
= Keilwinkel (nach Nr. 2)

Beim harmonischen Keil (s. Abb. 1 b), der besonders von BUSH (1949) (7) beschrieben wurde und erst jetzt in der Hochvoltbestrahlung eine wichtige Rolle spielt, nimmt der Keil die gesamte Feldbreite ein und steigt mit konstantem Winkel an. Der harmonische Keil spielt hingegen in der konventionellen Röntgentherapie praktisch keine Rolle.

2. Megavolttherapie

Die Keilabsorbertechnik wird auch seit Jahren in der Megavolttherapie angewendet, da 1957 (14) und 1958 (15) Keile aus unterschiedlichen Materialien, wie z. B. aus Aluminium, bzw. Aluminium, Stahl und Blei angegeben wurden und an einem 4-MeV (14) bzw. an einem 8-MeV-Linearbeschleuniger (16), andere Absorber aus Blei, Bleiglas oder gewöhnlichem Klarglas am 22-MeV-Betatron ihre Anwendung fanden (17).

3. Bedeutung der Keile in der modernen Strahlentherapie

Die Verbesserung der Dosisverteilung durch die Anwendung von Keilabsorbern ist vor allem in der Telekobalt-

therapie augenfällig. Die Einführung der Keile in die Telekobalttherapie erfolgte 1956 (18). Im Anfang wurden Plateaukeile aus Blei genommen. In späteren Veröffentlichungen (19, 20, 21) über die Keilabsorbertechnik in der Kilocurie-Kobalt-Therapie wurden Mitteilungen über Bleikeile gemacht, die annähernd die Form eines harmonischen Keiles haben. Dabei steigt die Keildicke nicht konstant an, sondern der Winkel nimmt gegen das Ende zu langsam ab, so daß eine leicht gewölbte Form zustande kommt. Physikalische und dosimetrische Überlegungen über die Telekobalttherapie mit Keilabsorbern stellten COHEN, BURNS und SEAR (22) an. Als geeignetes Absorbermaterial galt Blei. Die Keile waren aus mehreren 5 mm dicken Bleiplatten wie zu einem harmonischen Keil zusammengesetzt. Messungen über den Aufbaueffekt ergaben, daß dieser durch die Keilabsorberanwendung praktisch nicht beeinflusst wird. Als günstige Bestrahlungsanordnung wurde das Einstrahlen über zwei Felder mit Keilabschwächern erachtet. Im Gegensatz zur konventionellen Röntgentherapie genügen bei Kobalt-60-Gamma-

strahlung 2 Felder, um eine ausreichend hohe und gleichmäßige Dosis an den Tumor heranzubringen und gleichzeitig das darüberliegende gesunde Gewebe maximal zu schonen. Das Dosisplateau, das durch diese zwei superponierten Felder entsteht (s. Abb. 2 b), wird von verschiedenen Größen bestimmt. Der Winkel θ , der zwischen beiden Keilen liegt, ist verantwortlich

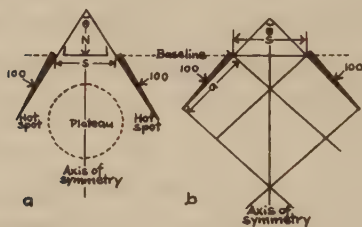


Abb. 2: Zwei Keilfelder.

a: für die Röntgentiefentherapie mit einem offenen Feld (N = offenes Feld).

b: für Co-60-Gammastrahlen (nach Nr. 22).

für die Gestalt des Plateaus und zusammen mit dem Abstand S der beiden Keile wird die Position des Plateaus festgelegt. Die Feldbreite a bestimmt die Fläche des Plateaus.

Zur Erzielung eines homogenen Dosisbereichs in der Stehfeldbestrahlung ist der Keilwinkel von Bedeutung.

(23). Oberflächlich gelegene Tumoren benötigen große absorbierende Keile, um eine einheitliche Tumordosis an den Herd zu bringen. Bei tiefer gelegenen Tumoren sind Absorber mit kleinerem Keilwinkel geeignet (s. Abb. 3 a), da die Intensität der Strahlung mit zunehmender Tiefe abnimmt und durch einen dicken Keilabsorber zu sehr geschwächt würde (s. Abb. 3 b). Erst die Entwicklung eines Keiles (24) für jede beliebige Feldgröße ermöglichte eine breite Anwendung und Indikation auf klinischem Bereich.

Eine Halbtiefenwirkung ließ sich durch Stehfeldbestrahlung über zwei Felder erreichen, die in einem

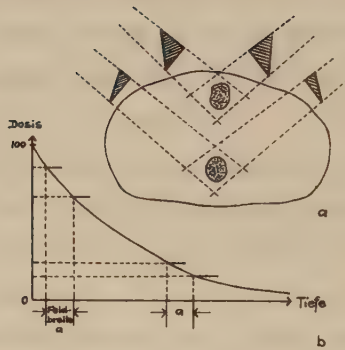


Abb. 3 a: Keilabsorber für oberflächlich- und tiefgelegene Tumoren. a = Feldbreite.

Abb. 3 b: Beeinflussung der Dosis durch Keile an der Oberfläche und in der Tiefe des Gewebes.

Winkel von 90° zueinander geneigt waren und bei denen jedes Einfallsfeld mit einem Keil versehen und durch Blei von der Seite der Keilbasis her eingeeengt war (25). (S. Abb. 4).

Auch bei der Bestrahlung von Hirntumoren über zwei schräge Keilfelder zeigte sich ebenfalls ein günstiger Einfluß der Keile im Sinne eines steilen Dosisabfalls

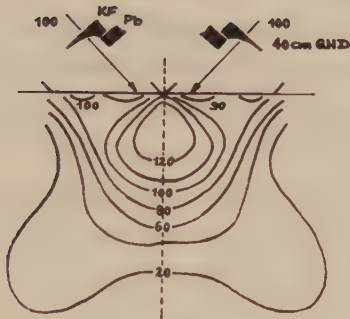


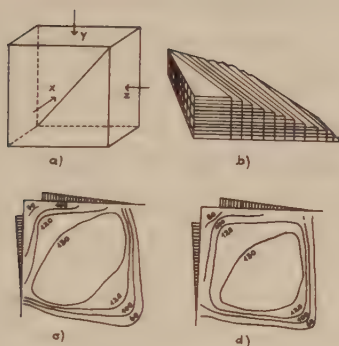
Abb. 4: Erzielung einer Halbtiefenwirkung durch Bestrahlung von zwei Einfallsfeldern, die in einem Winkel von 90° zueinander geneigt sind. Jedes Einfallsfeld ist mit einem Keilfilter (KF) versehen und durch Blei (Pb) von der Seite der Keilbasis her eingeeengt (nach Nr. 25).

außerhalb des Tumorgewebes (26). Es wurde über die homogene Dosisverteilung im Behandlungsvolumen einer Metastase des Carcinoma testis in den Lymphdrüsen (27) berichtet, die ohne Keilfilter nicht möglich gewesen wäre, da zu große Teile der Leber und rechten Niere beschädigt

worden wären. Mit Keillabsorbern ließ sich jedoch die Dosis elegant an die Metastase anmodellieren, und mit zwei Keilfeldern wurde die Tumordosis innerhalb von $\pm 5\%$ homogen. Bei der Verwendung von Standardkeilen und individuell geformten Keilen mußten die gegebenen Besonderheiten, z. B. der schräge Strahleneinfall, unregelmäßige Körperkontur, Passieren von Lungengewebe berücksichtigt und korrigiert werden.

Untersuchungen in neuerer Zeit sollten feststellen, ob durch den Keil eine Aufweichung der Kobalt-60-Gammastrahlung erfolgt (28). Die Annahme wurde nicht bestätigt, sondern bei fokusnaher Anordnung des Bleikeils wurde sogar eine geringe Zunahme der Cu-HWD vorgefunden.

Um einen dreidimensionalen Dosisausgleich im gesamten Herdvolumen zu erzielen, ist die Technik der sog. "Punktkeile" entwickelt worden (29). Dazu wurden Kompensationsabsorber aus zahlreichen kleinen Messingklötzchen zusammengesetzt (s. Abb. 5). Bei der Bestrahlung eines würfelförmig gedachten Tumolvolumens wird



- Abb. 5 a: Würfelförmiges Bestrahlungsvolumen mit drei Einfallsfeldern: x, y, z.
 Abb. 5 b: Keil, dessen Stufenkanten parallel zur Feld-diagonale laufen.
 Abb. 5 c: Isodosenkurven des Würfelvolumens in 8 cm Tiefe mit Punktkeilen.
 Abb. 5 d: Zentralebene des bestrahlten Würfelvolumens.

der Punktkeil so in den Bestrahlungstubus eingesetzt, daß seine Stufen parallel zur Diagonale des Feldes angeordnet sind. Dabei sind die am tiefsten liegenden Eckpunkte des Würfels mit einer ausreichenden Dosis belastet, ohne zusätzliche Überlastung des übrigen Volumens bzw. des umliegenden gesunden Gewebes.

Vergleichende Untersuchungen mit Plateau- und harmonischen Keilen (2) ergaben eine Gleichwertigkeit in der Dosisverteilung und bezüglich der Einfachheit der Anwendung eine Überlegenheit des harmonischen Keils. Der Stufenkeil gestaltet die individuelle Anpassung des Dosisverlaufs in ganz speziellen Fällen, erfordert aber eine umständlichere und aufwendigere Bestrahlungsplanung (3). Bei der Bestrahlung der sonst inkurablen metastatischen Prozesse der Wirbelsäule erwies sich die Keilabsorbertechnik als erfolgreich (31). Dies war durch zwei Methoden möglich. Sowohl durch Einstrahlung über zwei schräge Felder mit Keilabsorbern, als auch durch die Pendelbestrahlung im Winkel von 120° - bei gleichzeitiger Abdeckung der Haut über der Wirbelsäule mit Blei - lag der Herd im Bereich der 80 % - Isodose und war der Dosisabfall zur Oberfläche genügend steil.

Der Einfluß der Keilabsorberpendelbestrahlung bei Herdgebieten, die in einem großen Querschnitt tief gelegen sind und bei denen der Pendelwinkel klein gehalten werden muß, wird allgemein als günstig angesehen. (32). Die Modifikation des Strahlenbündels bei der

Bewegungsbestrahlung mit Keilen führte zu folgenden Änderungen (32):

1. Die Maximalauswanderung wurde reduziert oder beseitigt.
2. Die Dosiskonzentration wurde verbessert unter gleichzeitiger Homogenisierung im Herdgebiet.
3. Die Feldbreite konnte zur Erreichung der gleichen Herddosis kleiner gewählt werden.
4. Ein kleinerer Pendelwinkel wurde für die gleiche Tiefenwirkung notwendig.

Vor wenigen Jahren hat ETTER (33) die Telekobalt-60-Pendelbestrahlung mit "progrediventer Filterung" beschrieben. Bei einer Obertischpendelung wird an beide Seiten des Strahlenaustrittfensters jalousieartig je eine 3 cm dicke Bleiplatte in einem Scharnier befestigt. Bei senkrechtem Strahleneinfall wird durch die beiderseits herabhängenden Bleiplatten die Strahlendosis nicht reduziert, während sich beim seitlichen Pendelausschlag die obere Bleiplatte zunehmend vor den oberen Teil des Strahlenaustrittfensters legt und den Strahlengang einengt. Durch die progredivente Schwä-

chung der Strahlungsintensität von der Pendelmitte bis zur Pendelendstellung wird eine Auswanderung des Dosismaximums verhindert und ein steiler Dosisabfall zum gesunden Gewebe bewirkt.

II. Bisher angewandte Bestrahlungsmethoden der Harnblase

1. Lokale Applikation von radioaktiven Substanzen

In den Anfängen der Strahlentherapie standen vor allem die Chirurgen den radiotherapeutischen Methoden bei Harnblasentumoren skeptisch gegenüber, zumal eine Fünfjahresheilung dadurch nur in sehr wenigen Fällen erreicht werden konnte (34). Im Laufe der Entwicklung jedoch haben die Radiologen bei der Behandlung von Harnblasentumoren immer bessere Ergebnisse verzeichnen können.

Am Anfang stand als einzig wirkungsvolle, radiologische Behandlungsmethode die lokale Anwendung natürlicher, radioaktiver Substanzen zur Verfügung (35).

Als Methoden wurden die Einführung von radioaktiven Suspensionen (Thorium-X) (36) und die direkte Implantation von Radium-Tuben und Radon-Seeds auf transurethralem Wege (37) angegeben.

Die Technik war aber nicht ideal, da diese transurethrale Applikation keine optimale Anordnung der Strahlenträger ermöglichte. Der Versuch, mit einer Cystostomie bessere Verhältnisse zu schaffen, wurde mit einer hohen primären Mortalität erkaufte.

So wurden zahlreiche Strahlenhalter entwickelt, um auf eine einfachere, risikoärmere Art zum Ziele zu kommen.

Die Modifizierung der Methode und die Entwicklung der Isotopenkontakttherapie wurden von KUTTIG und BECKER geschildert (35).

Erst als größere Mengen billiger, künstlicher radioaktiver Substanzen zur Verfügung standen, konnten auch die therapeutischen Ergebnisse von vielen Autoren verbessert werden.

2. Die Kreuzfeuerbestrahlung

Die percutane Strahlenbehandlung der Blasentumoren in der konventionellen Therapie erfolgte über mehrere Eintrittspforten im Kreuzfeuer. Bei der Behandlung tiefliegender Tumoren ergab sich, daß über jedes Feld nur etwa 30 bis 40 % der oberflächlich verabreichten Dosis an den Wirkungsort herangebracht werden konnten (38). Diesen Nachteil versuchte man dadurch abzuschaffen, daß man über mehrere Einfallsfelder bestrahlte. Um diese Technik haben sich vor allem GAUSS (39) und HOLFELDER (40) bemüht.

Die Kreuzfeuerbestrahlung ermöglichte es tatsächlich, an tiefliegende Herde Dosen heranzubringen, die etwa im Verhältnis der Zahl der angewendeten Felder höher

waren als die Dosis jedes einzelnen Feldes (38). Dies bedeutete, daß beispielsweise über 6 Felder an in der Nähe der Körperachse gelegene Tumoren etwa 6 mal 30 % = 180 % der Oberflächendosis herangebracht werden konnte, falls die mittlere Tiefe des Herdes etwa 10 bis 12 cm betrug.

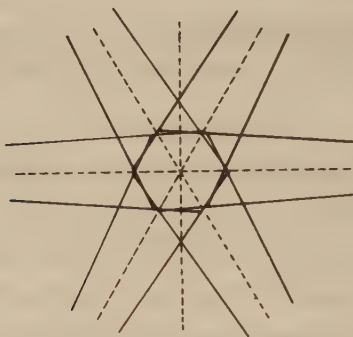


Abb. 6: Kreuzfeuerbestrahlung über 6 Felder, 50 cm
FHA (nach Nr. 38).

Die Nachteile der Kreuzfeuerbestrahlung in der konventionellen Therapie waren die infolge der Feldüberschneidungen auftretenden, starken Dosisspitzen. Durch diese

wurde das gesunde Gewebe häufiger stärker belastet als der Tumor selbst. Außerdem waren die Bestrahlungsfelder zu groß und führten zu einer zu hohen Raumdosis mit ihren Nebenerscheinungen. Hinzu kam, daß die Durchführung des Verfahrens umständlich und zeitraubend war.

3. Die Bewegungsbestrahlung

Mit der Bewegungsbestrahlung wurde in den vierziger Jahren eine neue, für die Strahlentherapie der Harnblasentumoren aussichtsreichere Methode in die konventionelle Röntgentherapie eingeführt. Es handelte sich hierbei um eine maximale, räumliche Ausdehnung des als Strahleneintrittspforte dienenden Körperoberflächenbereichs (41), kurz: um eine verbesserte, technisch vervollkommnete Kreuzfeuerbestrahlung (38). Zwei Arten von Bewegungsbestrahlung fanden bei Harnblasentumoren ihre Anwendung, die Konvergenzbestrahlung und die Pendelbestrahlung.

Bei der Konvergenzbestrahlung, der jüngsten Methode der Bewegungsbestrahlung, mit einer Röhrenspannung

von 200 kV bei einer Gesamtfilterung von 0,5 mm Cu läuft der Zentralstrahl dreidimensional in den Herd hinein. Der Brennfleck der Haube bewegt sich auf einer Kugelkalotte spiralförmig von außen nach innen und umgekehrt. Der Zentralstrahl des ausgeblendeten Feldes ist dabei stets auf den Konvergenzpunkt gerichtet. Die Steigung der Spirale nimmt von innen nach außen ab, damit eine gleichmäßige Dosisverteilung auf dem Hautfeld erzielt wird. Die spiralförmige Bewegung der Haube setzt sich aus einer radial nach außen, bzw. nach innen gerichteten und einer kreisförmigen Bewegung zusammen (42). Die Größe des Strahlenkegels wird durch die Herdfeldblenden der Herdgröße angepaßt. Die Abstandtubusse legen die Tiefenlage des Dosismaximums fest (38). (S. Abb. 7).

In den Jahren von 1953 bis 1958 stellte die Konvergenzbestrahlung der Harnblasentumoren die Methode der Wahl dar. Es wurde berichtet, daß die klinischen Erfolge und die allgemeine Verträglichkeit sehr viel besser waren als bei der früher geübten konventionellen Steh-

feldtherapie und bei der Isotopenkontakttherapie (43). Herddosen von 4500 - 5000 R wurden bevorzugt verabreicht (44). Seit 1959 wurde die Methode zugunsten der Telekobalttherapie verlassen.

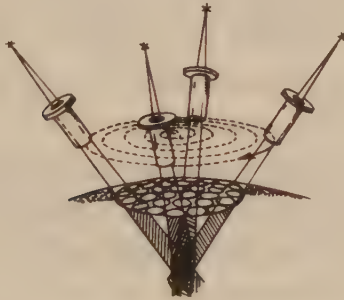


Abb. 7: Wirkungsweise des Siemens-Konvergenzstrahlers. (Die Steigung der spiralförmigen Bahn und die Überschneidung der Felder sind so bemessen, daß eine gleichmäßige Belastung des kreisförmigen Hautfeldes zustande kommt. Die auf dem Hautfeld eingezeichneten Einzelfelder liegen in Wirklichkeit nicht nebeneinander, sondern überschneiden sich kontinuierlich.) (Nach Nr. 38.)

Die zweite Art von Bewegungsbestrahlung, die für Harnblasentumoren in der konventionellen Therapie in Frage kam, war die Pendelbestrahlung, die zum Beispiel bereits 1937 von KOHLER in München, DU MESNIL DE ROCHE-MONT in Marburg, und anderen (45 und 46) betrieben wurde (38). Bei der Pendelbestrahlung pendelt die Strahlenquelle um die Längsachse des unbeweglich gelagerten Patienten (oder um eine zu ihr parallel verlaufende Achse). (S. Abb. 8). Unbestreitbar ist der Erfolg der Pendelbestrahlung mit ultraharten Strahlen in der modernen Strahlenbehandlung von Harnblasentumoren. Der wesentliche Vorteil dieser Methode liegt darin, daß bei geeigneter Konstruktion des Pendelgerätes und des dazugehörenden Lagerungstisches die Pendelachse und damit die Längsachse des Dosismaximums in die Längsachse jedes beliebigen Herdes gelegt werden kann, gleichgültig, wie dieser im Körper gerichtet sein mag (38). Die Isodosen können hierbei der Form eines länglichen Rotationsellipsoids angepaßt werden. Die Längsachse dieses Rotationsellipsoides liegt aber immer zur Pendelachse parallel.

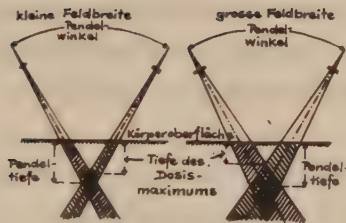


Abb. 8: Infolge von Überschneidungen der Seitenstrahlen kommt es dazu, daß das Dosismaximum nicht in der Pendelachse, sondern weniger tief liegt. (Die in der Abb. gezeigte Tiefe des Dosismaximums gilt nur schematisch!) (Nach Nr. 38)

Herde von annähernd kugelförmiger Gestalt können bezüglich der Dosisverteilung grundsätzlich mit Feldern, deren Breite und Höhe etwa dem Tumordurchmesser entsprechen, unter gleich guten Bedingungen bestrahlt werden, und zwar unabhängig von der Lage der Pendelachse. Der Pendelwinkel beeinflusst entscheidend die Höhe der rela-

tiven Tiefendosis und bei einer gegebenen Hautbelastung die erzielbare Herddosis. Darüber hinaus ist aber auch die Tiefenlage des Dosismaximums und die Raumdosis einschließlich der relativen Herdraumdosis vom Pendelwinkel abhängig. (S. Abb.9)

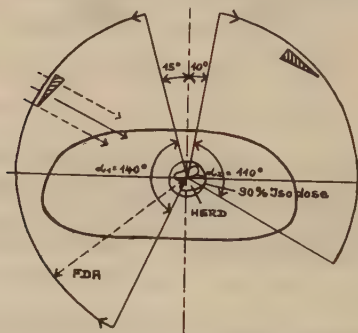


Abb. 9: Schematische Darstellung der Pendelbestrahlung mit Keilabsorbern bei unterschiedlich großen, freien Sektoren und Pendelwinkeln; FDA = Fokusdrehachsenabstand (nach Nr. 32).

Zum Teil wird die Pendelbestrahlung nur bei relativ eng umschriebenen, genau lokalisierbaren Tumoren oder lokalen Rezidiven angewendet (35), zum Teil stellt sie bei Blasentumoren die Methode der Wahl dar (47). Die verwendeten Pendelwinkel schwanken zwischen 120 und 360°.

Die physikalischen Vorzüge der Pendelbestrahlung in der Megavolttherapie sind dadurch charakterisiert, daß die Herddosen mühelos auf 6000 bis 7000 R erhöht werden können (48). Die Schleimhautreaktionen sind erträglich (48, 49), so daß die erforderliche Dosishöhe auch in der entsprechenden Zeit meist appliziert werden kann. In Marburg wurden die Harnblasentumoren am Gammatron in über 90 % der Fälle mit der Bewegungsbestrahlung behandelt; von 34 Patienten mit Harnblasentumoren lebten 70,6 % länger als 6 Monate, davon 59,3 % länger als ein Jahr und 40,0 % länger als zwei Jahre, 36,4 % länger als drei Jahre (32).

Als besondere Bestrahlungsmethode mit Keilen soll noch kurz die T e l e k o b a l t - 6 0 - P e n d e l b e - s t r a h l u n g erwähnt werden. Größere klinische

Erfahrungsberichte sind in der uns zugänglichen Literatur nicht vorhanden.

4. Die Siebbestrahlung

Schon vor dem 1. Weltkrieg hat A. KÖHLER die Sieb- oder Gitterbestrahlung in die konventionelle Röntgentherapie eingeführt (50), die spätere Entwicklung verdanken wir unter anderen GRYNKRAUT und JOLLES. Der Grundgedanke dieser Methode besteht darin, daß durch Auflegen eines groben Metallnetzes auf die zu bestrahlende Hautstelle des Patienten von den unbestrahlten Hautstreifen aus eine Regeneration leichter in Gang kommt. Ohne Überschreitung der Toleranzdosis der Haut sollten höhere Dosen in die Tiefe gelangen, als dies bei Verwendung eines offenen Feldes möglich war. Nach dem 2. Weltkrieg wurde in Marburg diese Methode wieder aufgegriffen und weiter ausgebaut, indem die r ä u m l i c h d i s k o n t i n u i e r l i c h e Bestrahlungsweise mit der z e i t l i c h d i s k o n t i n u i e r l i c h e n Methode kombiniert wurde (51). Die Siebe wurden aus Blei oder Bleigummi hergestellt, bei denen das Verhältnis der abgedeckten zu den frei bleibenden

Flächen nahezu 1:1 betrug. Durch die Frühreaktion der Haut war die exakte Reposition des Siebes bei jeder nachfolgenden Bestrahlung auf jeweils die gleiche Stelle möglich, so daß stets die gleichen Hautstreifen vor den Strahlen geschützt wurden. Die tieferen Schichten des durchstrahlten Volumens erfuhren jedoch eine Homogenisierung der räumlichen Strahlenverteilung, zum einen bedingt durch die kleinen Verschiedenheiten der Strahleneinfallrichtung, zum andern durch die Streustrahlung der vielen kleinen Strahlenkegel.

Bewährt hat sich die Siebbestrahlung auch in der Telekobalttherapie, speziell für die Behandlung des Blasenkarzinoms. Es wurde im Anfang ein Siebtubus (52) aus einer 3 cm dicken Bleiplatte mit fokussierten Bohrungen benutzt. Durch Aufsetzen des Tubus auf jeweils die gleiche Hautstelle war eine Inhomogenität im Gesunden weitgehend gegeben, denn infolge der Vorwärtsstreuung der Elektronen blieben die durch die Bohrungen tretenden Strahlenbündel bis in eine beträchtliche Gewebstiefe relativ scharf voneinander getrennt. Für oberflächlich gelegene Herde, die bei Harnblasentumoren zu-

treffen, wurde 1959 das negative Sieb entwickelt (52). Hierbei sind die Öffnungen durch strahlenabsorbierende Wolframbolzen ersetzt, die in einer strahlendurchlässigen Aluminiumplatte stecken. Dadurch wird das Bestrahlungsfeld durch eine Vielzahl abgedeckter Partien unterbrochen. Das Sieb läßt sich allerdings nicht immer exakt auf die gleiche Hautstelle reproduzieren; durch das feinere Siebmuster kommt es deswegen bei fraktionierter Bestrahlung bereits relativ oberflächennah zu einer besseren Dosisverschmierung und im Herdgebiet selbst zu einer völlig homogenen Dosisverteilung. Mit der Siebbestrahlungsmethode und ihrem Schoneffekt im gesunden Gewebe wird dem Strahlentherapeuten bei etwa auftretenden Rezidiven nochmal Gelegenheit gegeben, wirksam zu helfen, ohne Strahlenschäden im tumorumliegenden Gewebe hervorzurufen (53).

B. H A U P T T E I L

(Experimenteller Teil)

I. Aufgabenstellung

Eine therapeutische Bestrahlungsmethode ist umso wertvoller und erfolgversprechender, je exakter die Anpassung der Dosisverteilung an den Tumor und je größer die Schonung des gesunden Gewebes ist (54). Bei einem etwa 8 bis 10 cm tief im Körper liegenden Organ und seiner Umgebung muß beispielsweise eine ausreichende Tumordosis verabfolgt werden, ohne dabei die Haut und das den Tumor umgebende Gewebe zu schädigen und ohne wesentliche allgemeine Unverträglichkeitserscheinungen hervorzurufen (55).

Die folgenden eigenen Untersuchungen befassen sich daher mit der Fragestellung, welche Bestrahlungsanordnungen mit Bleikeilen bei der Behandlung von Harnblasentumoren gewählt werden müssen, damit eine genügend hohe und gleichförmige Dosis im Tumorgebiet verabreicht werden kann unter gleichzeitiger weitgehender Schonung des gesunden Gewebes.

II. Methodik

1. Art des Bestrahlungsgerätes

Die Untersuchungen wurden an der Telekobalt-Einheit "Gammatron 1" der Siemens-Reiniger-Werke mit einer Ladung von 2000 Ci durchgeführt.

2. Phantombeschreibung

Als Phantom (s. Abb. 10) diente ein keilförmiges Plexiglas-Wasserphantom. Die obere Fläche maß 30 x 12 cm, die untere Fläche 30 x 7,5 cm und die Höhe 29,4 cm. Das Keilphantom wurde durch ein Holzgehäuse standsicher gemacht.

3. Bestrahlungsanordnungen mit Bleikeilen

Wir verwendeten einen harmonischen Keil aus Blei, dessen Winkel 15° betrug.

Vor dem Einschieben einer Halterung, die den Keil trug, wurde das Feld mit dem Lichtvisier auf das zu bestrahlende Gebiet des Phantoms eingestellt. Die Feldbreite betrug bei allen Bestrahlungen 7 cm auf der Phantom-

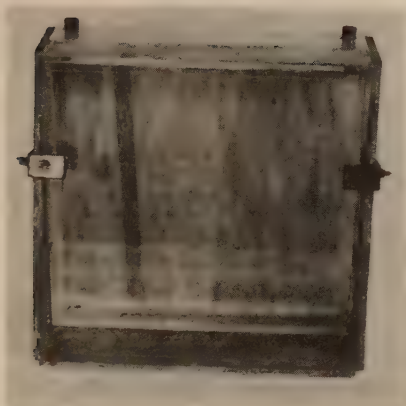


Abb. 10: Plexiglaskeilphantom

oberfläche, die Feldlänge 8 cm. Für jeweils 2 Filme wurde der Zentralstrahl in Richtung der Feldlänge um $\pm 25^\circ$, $\pm 30^\circ$, $\pm 35^\circ$, $\pm 40^\circ$ und $\pm 45^\circ$ geneigt. Der Fokushautabstand betrug in jedem Fall 60 cm.

Der Keil wurde in einem an der Blende des "Gammatron 1" befestigten Wechselrahmen in den Strahlerkopf eingeschoben. Durch ein Verschieben des Keils in der Halterung wurde dieser eingestellt und mit einer Schraube

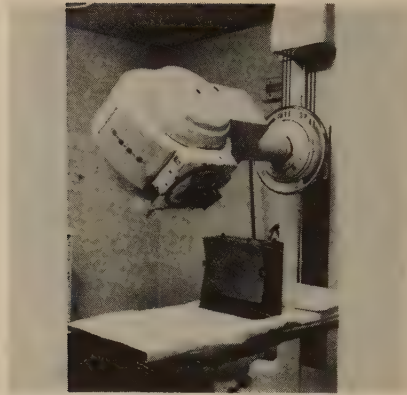


Abb. 11: Bestrahlungsanordnung mit Bleikeilen am "Gammatron 1".

fixiert. Dabei war darauf zu achten, daß das dünne Ende des Keiles mit dem äußeren Halbschatten abschloß (s. Abb. 11).

4. Filmdensitometrie

Zur Ausmessung der aus zwei Einstrahlungen gebildeten Isodosen wurde die Filmdensitometrie benutzt. Dazu wurde an die schräge Plexiglaswand des Wasserphantoms bei

jeder Bestrahlung je ein Film, der in einem licht- undurchlässigen Umschlag verpackt war, so angebracht, daß der breite Filmrand mit der Oberfläche des Phantoms abschloß. Die Filmrückseite blieb frei von Material, da die Schwärzung des Filmes nur dann der Dosis proportional ist (56). Als Filmmaterial wurden Mikrotestfilme der Fa. Adox gewählt, die sich bei 5' Entwicklungszeit bis zur Schwärzung $S = 0,7$ als ausreichend dosisproportional erwiesen. Die Filmbelichtungszeit betrug 10". Diese Methode zur Herstellung von Isodosenkurven bei Co-60-Phantommessungen basiert auf Untersuchungen von MAUDERLI und Mitarb. (56) und ist später noch einmal beschrieben worden (57, 54).

Die bestrahlten und entwickelten Filme wurden auf eine erleuchtete Tischplatte gelegt und - zur Herstellung von Schablonen - mit transparentem Papier bedeckt. Die Strahlenbündel auf den Filmen wurden auf das Papier übertragen. Mit Hilfe der Winkelhalbierenden konnte der Zentralstrahl des Bündels ermittelt und ebenfalls eingetragen werden. Die Eintrittsstelle des

Zentralstrahles am oberen Filmrand wurde zur genauen Überlagerung je zweier Filme auch markiert. Nach Anfertigung der Schablonen konnten jeweils zwei bestrahlte Filme, entsprechend zwei mit Volldosis belasteten, schrägen, ventralen Stehfeldern, in der Art nach Abb. 12 übereinandergelegt und so befestigt werden, daß die Zentralstrahlen beider Strahlenbündel sich in einer Tiefe von 8 cm schnitten.



Abb. 12: Superposition von zwei bestrahlten Filmen.

Der Neigungswinkel der Zentralstrahlen war bei einem Filmpaar jeweils gleich, nur mit umgekehrten Vorzeichen, z. B. $\pm 25^\circ$, $\pm 30^\circ$, $\pm 35^\circ$, $\pm 40^\circ$ und $\pm 45^\circ$. Die Filme, bei denen der Zentralstrahl um 40° gegen die Senkrechte geneigt war, wurden zusätzlich noch so übereinander gelagert, daß eine Zentrierung auf 5, 9 und 11 cm vorlag. Die superponierten Filme wurden an einem Rastersystem, welches mit einem rechtwinkligen Koordinatensystem versehen war (s. Abb. 13), angebracht und mit einem Wechsellichtphotometer, das mit einer CdS-Photozelle ausgerüstet war, photometriert.

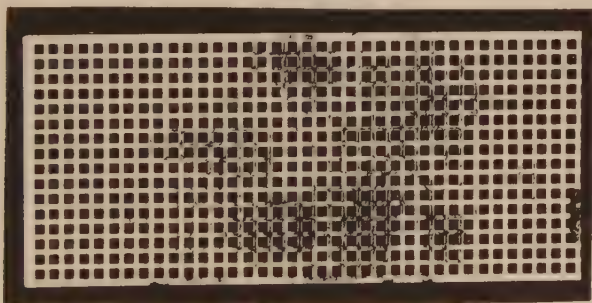


Abb. 13: Raster mit einem rechtwinkligen Koordinatensystem.

Die Filmdosimetrie erlaubt infolge der Addierbarkeit von Schwärzungen superponierter Filme eine Aussage über die Dosisverteilung im Herdgebiet. Zunächst wurde die maximale Helligkeit "x" der superponierten Filme (grauer Untergrund) gemessen, dann durch die entsprechenden Rasterlöcher hindurch die Lichtdurchlässigkeit "y" im Strahlenfeld. Die mathematische Beziehung zwischen maximaler Helligkeit und der Lichtdurchlässigkeit der Filme im Bereich des Strahlenbündels zur Bestimmung der Schwärzung der Filme in diesem Gebiet lautet:

$$S = \log_{10} \frac{x}{y}$$

Die Schwärzung S an irgendeinem Punkt wurde auf die maximale Schwärzung $S_{\max}$ der Filme bezogen. Dann betrage die Schwärzung S an irgendeiner Stelle der Filme z. B. "a", die tiefste Schwärzung $S_{\max}$ betrage "b", dann wird

$$\frac{S}{S_{\max}} = \frac{a}{b} = c \quad \text{wobei}$$

die resultierende Zahl "c", mit 100 multipliziert, die Prozentzahl angibt, die der relativen Tiefendosis entspricht.

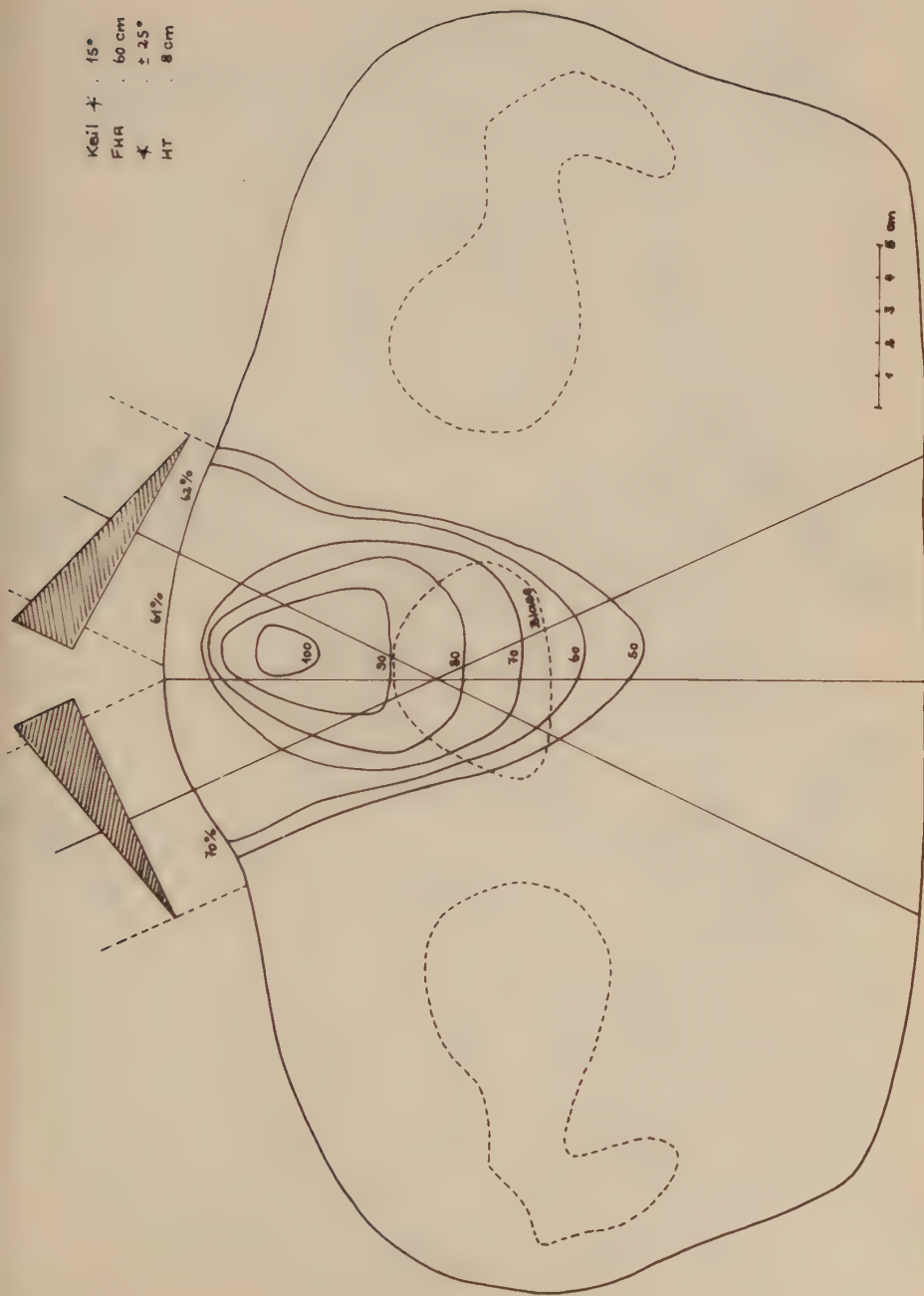
Die Punkte mit gleicher relativer Tiefendosis des Gitterkoordinatensystems wurden in einen Beckenquerschnitt eingezeichnet und miteinander verbunden. Die resultierenden Isodosenkurven sind in Abb. 14 bis 21 dargestellt. Mit 100 % ist jeweils das Dosismaximum in der Tiefe angegeben. Außerdem sind die Isodosen für 90, 80, 70, 60 und 50 % eingezeichnet. Die Dosis an der Oberfläche ist ebenfalls eingetragen. Die gestrichelten Linien stellen die Harnblase in der Mitte und die Femurköpfe zu beiden Seiten in einem Beckenquerschnitt dar.

Die ungleichen Oberflächendosen und die geringe Verlagerung der Isodosenkurven nach lateral sind lediglich Ausdruck meßtechnischer Ungenauigkeiten. Sie kompromittieren die Methode als solche keineswegs.

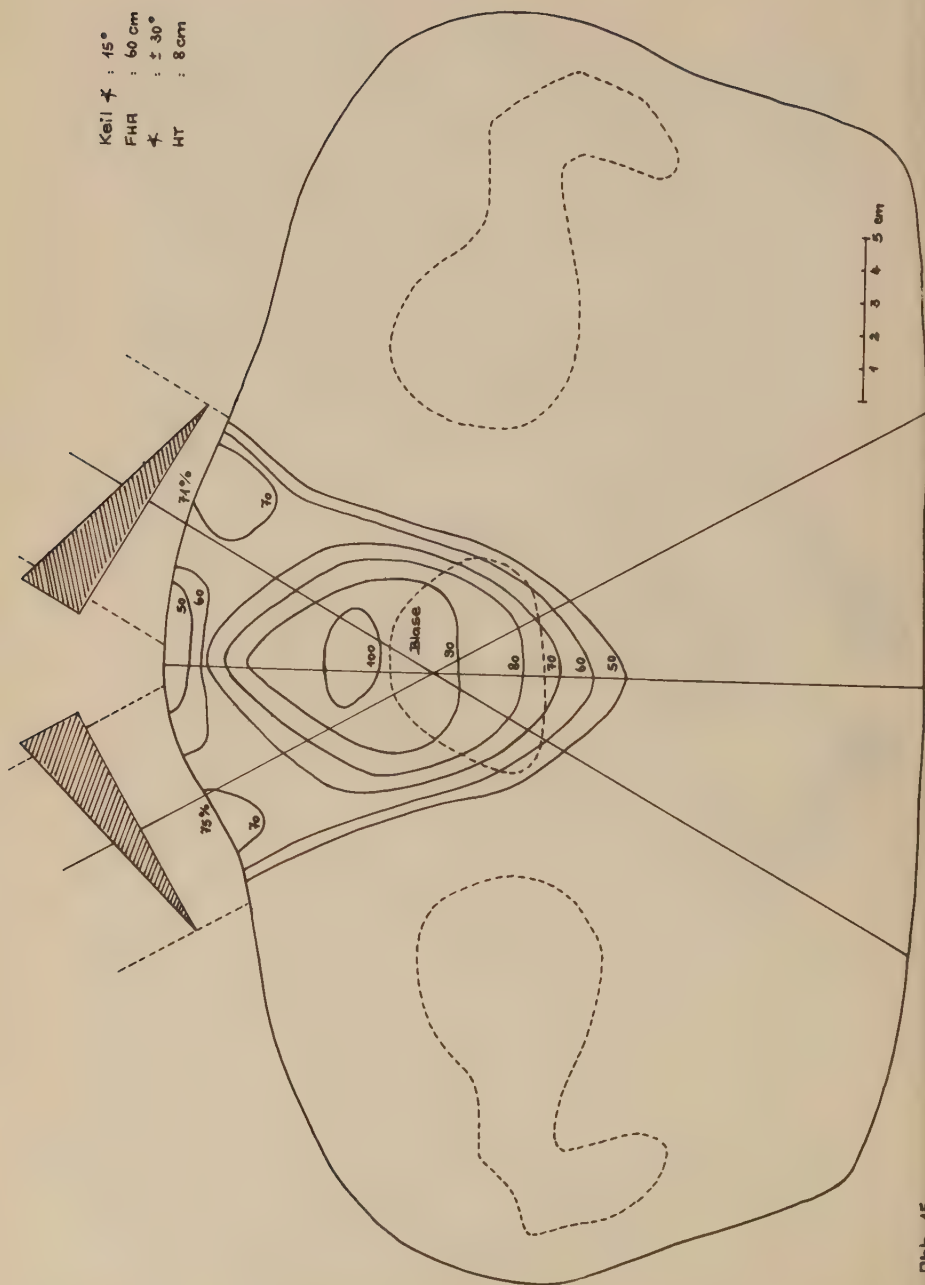
III. Eigene Meß-Ergebnisse

(Bildtafeln)

Keil ∇ 15°
 FHR 60 cm
 ∇ $\pm 25^\circ$
 HT 8 cm



Keil α : 45°
 FHR : 60 cm
 α : $\pm 30^\circ$
 HT : 8 cm



Keil $\angle$: 15°
 FHR : 60 cm
 $\angle$: $\pm 35^\circ$
 HT : 8 cm

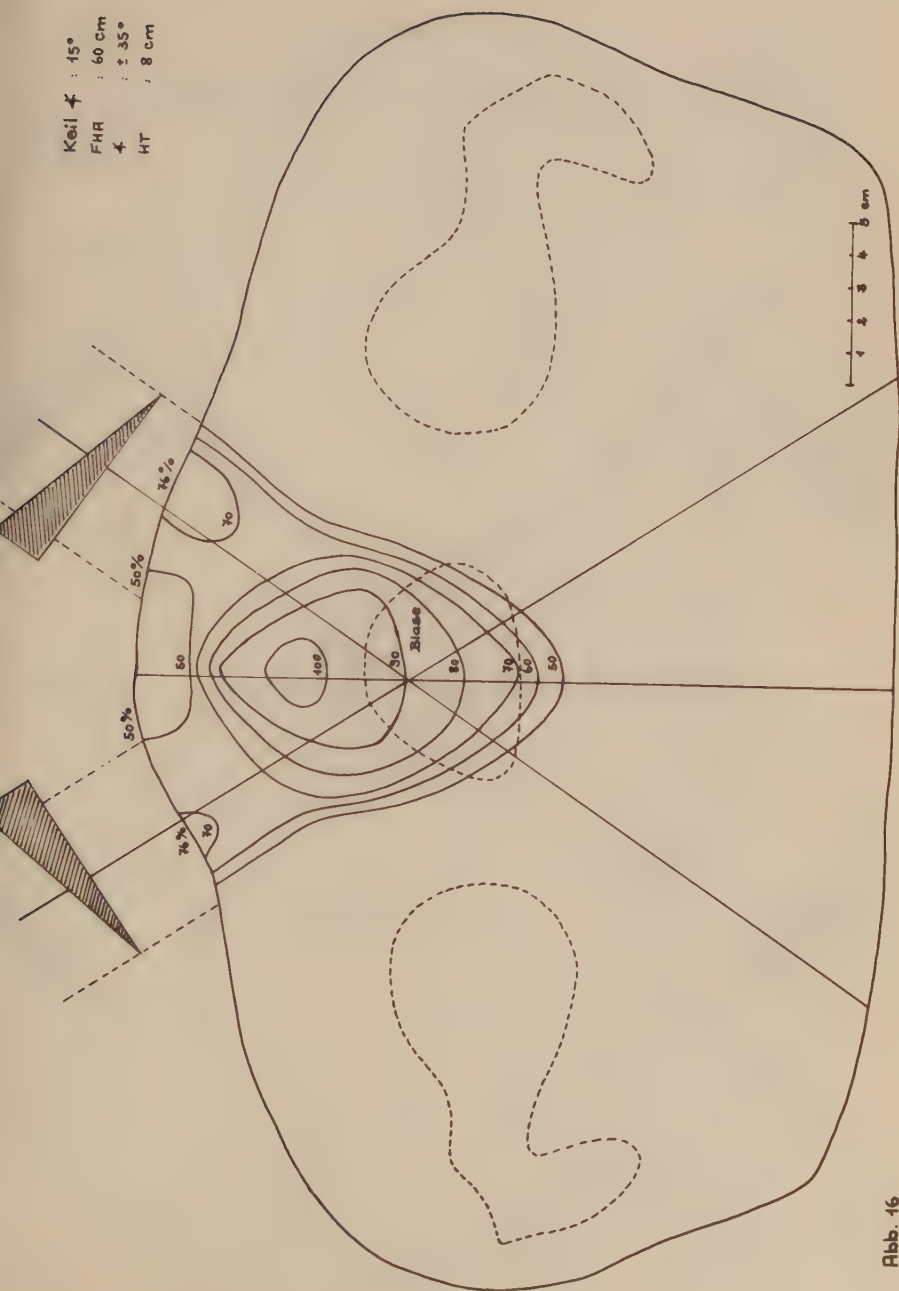
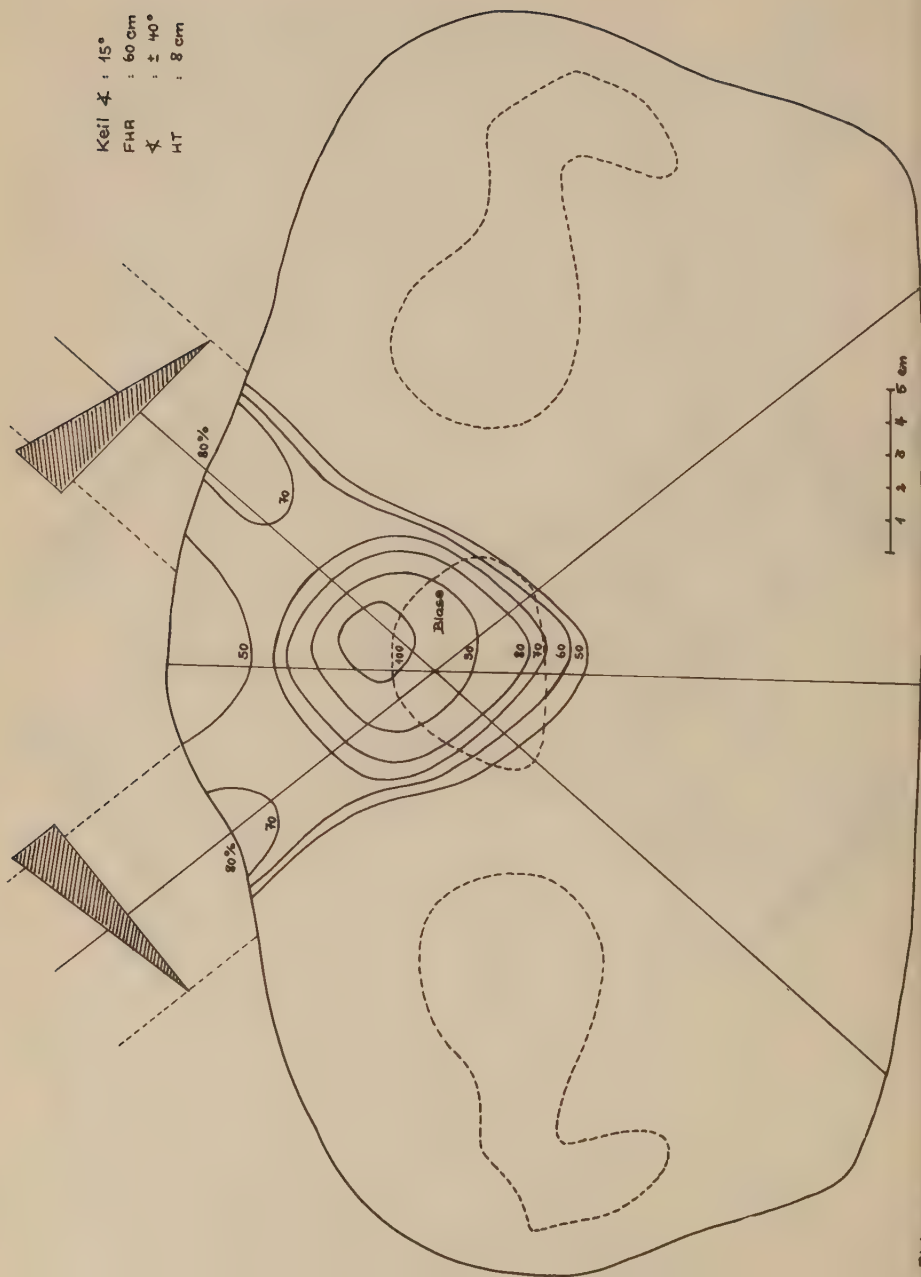
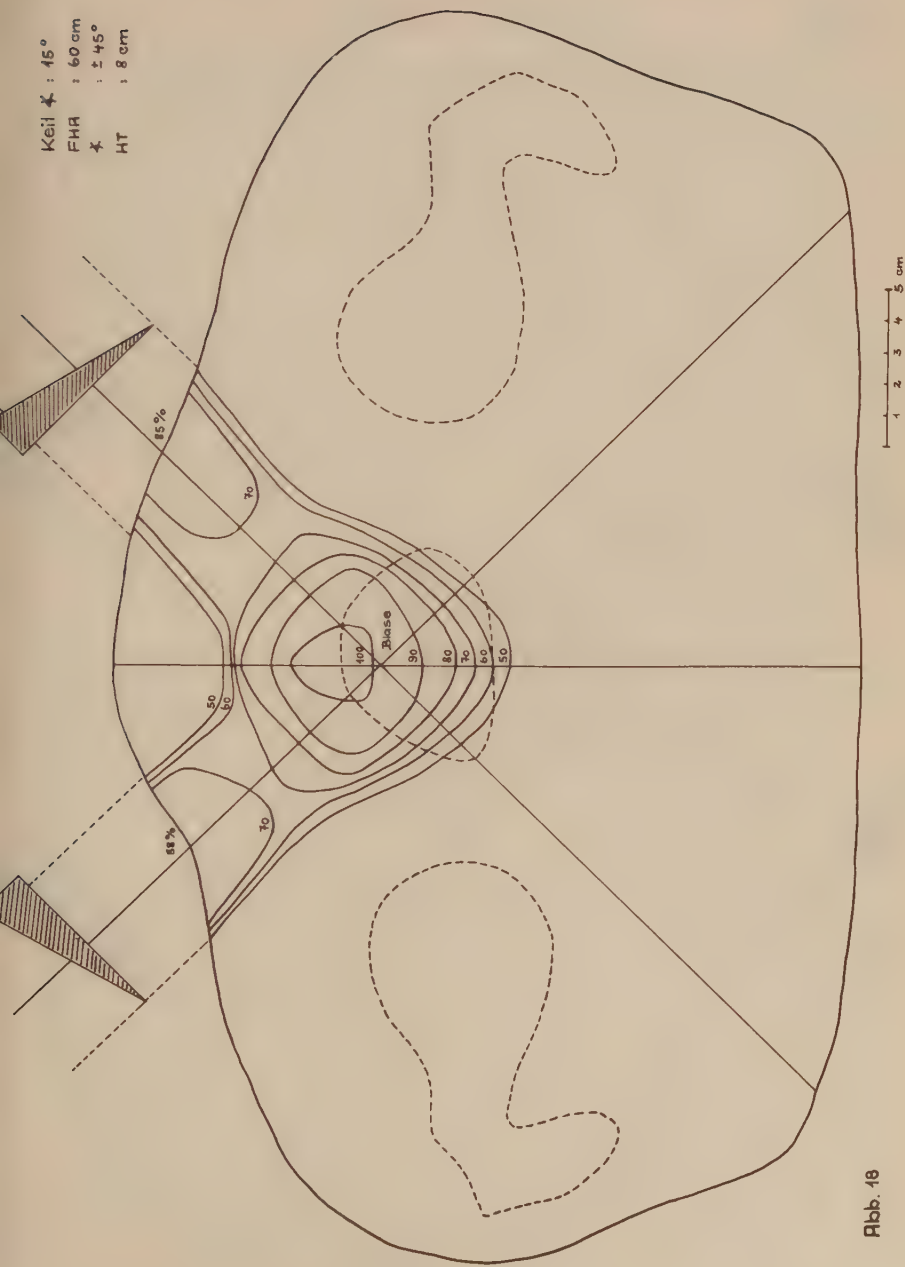


Abb. 16

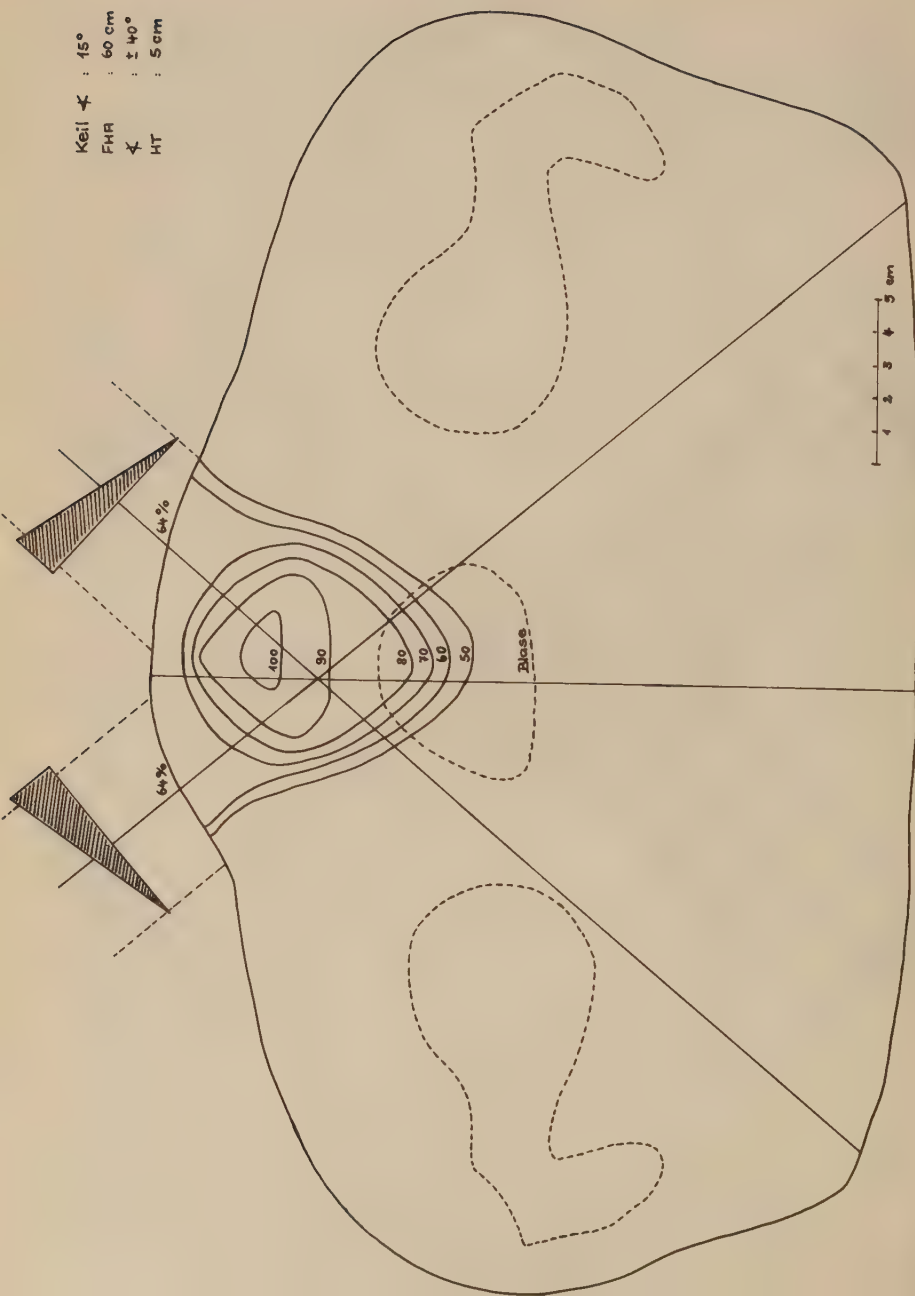
Keil χ : 15°
 FHR : 60 cm
 χ : $\pm 40^\circ$
 HT : 8 cm



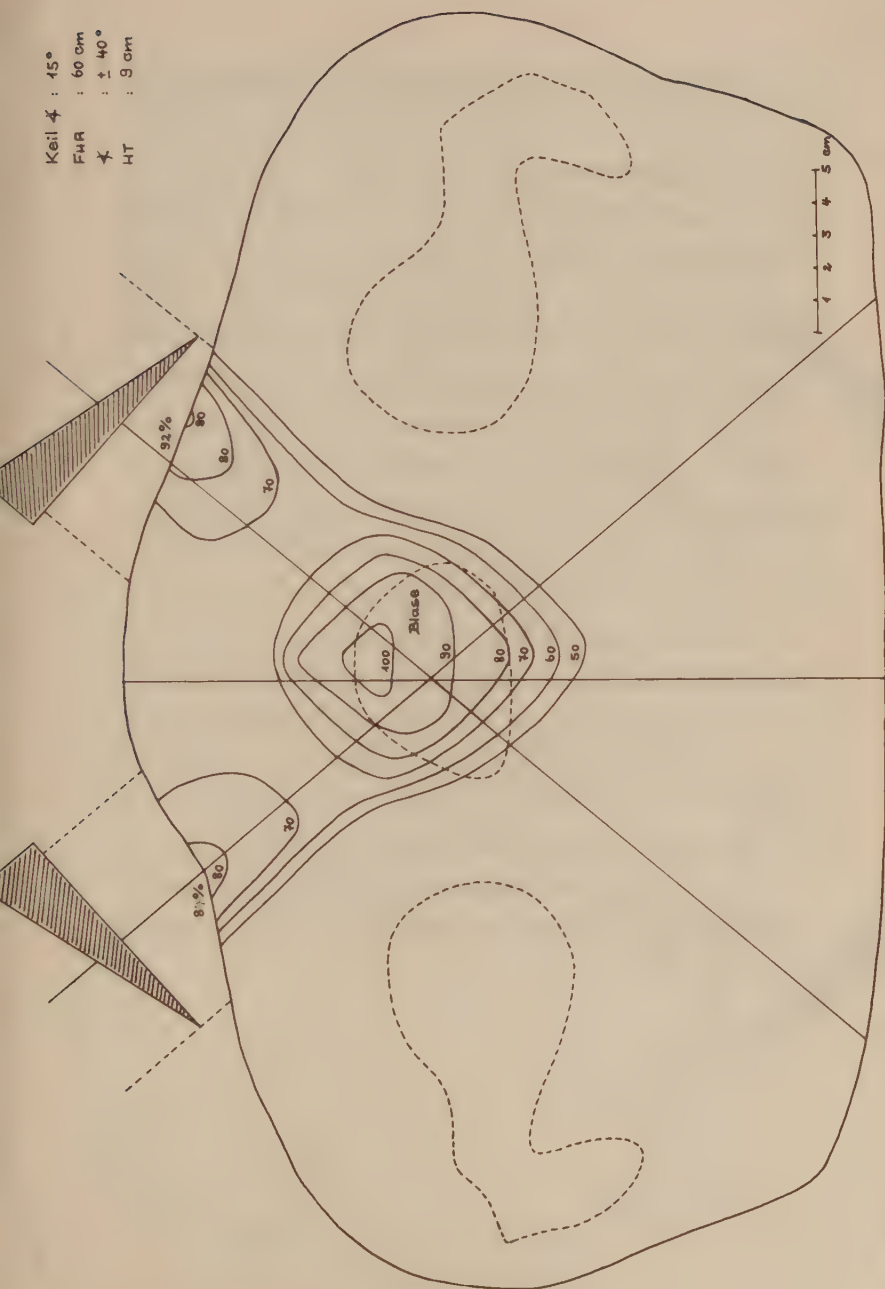
Keil χ : 45°
 FHR : 60 cm
 χ : $\pm 45^\circ$
 HT : 8 cm



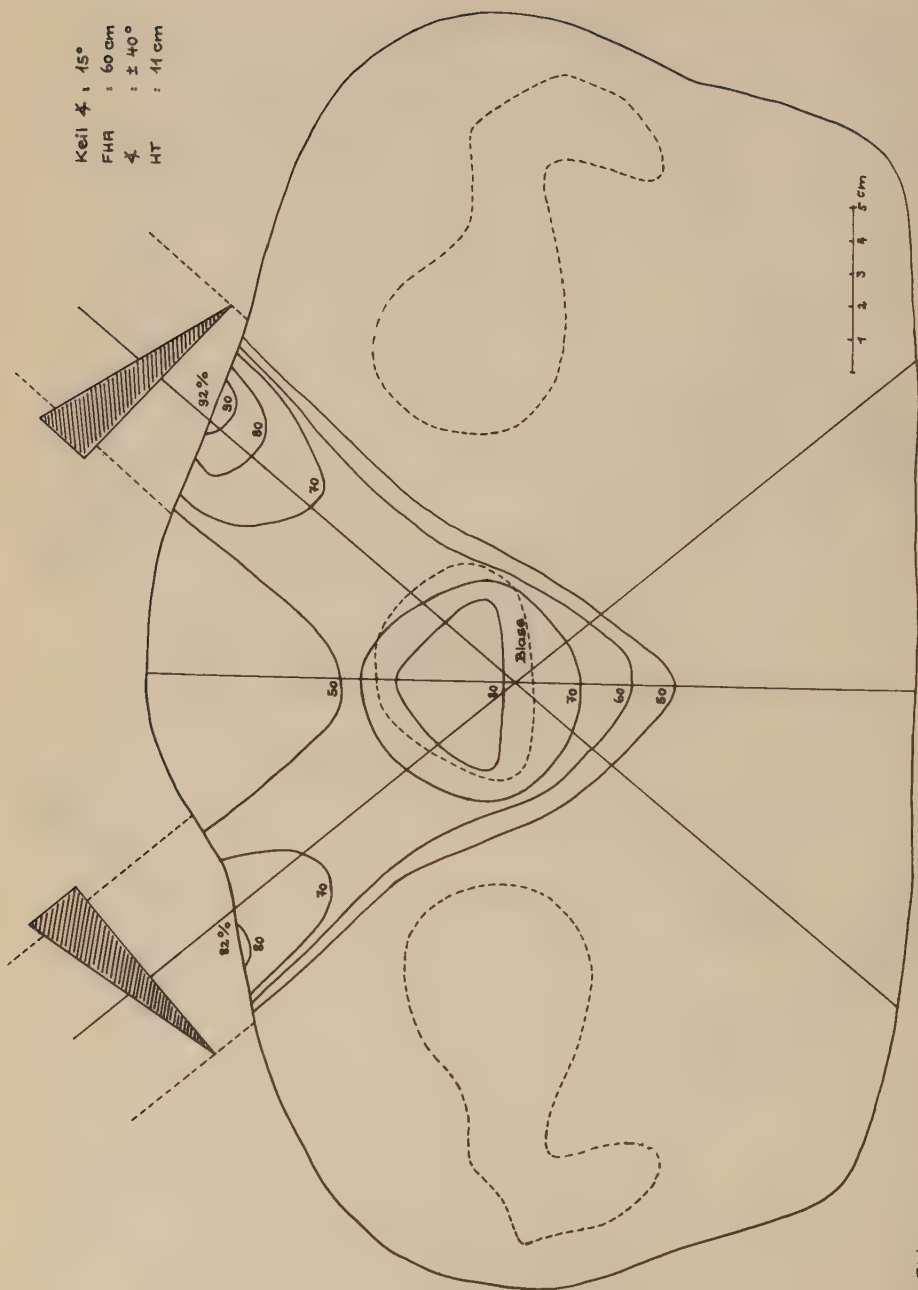
Keil $\star$: 15°
 FHR : 60 cm
 $\star$: $\pm 40^\circ$
 HT : 5 cm



Keil γ : 45°
 FWR : 60 cm
 γ : $\pm 40^\circ$
 HT : 9 cm



Keil α : 15°
 FHR : 60 cm
 α : $\pm 40^\circ$
 HT : 11 cm



C. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Ziel der Arbeit waren Bestrahlungsanordnungen mit zusätzlichen Bleikeilen, die bei der Bestrahlung mit ultraharten Telekobaltstrahlen optimale Isodosen bei Harnblasentumoren haben sollten. Die bisherigen Bestrahlungsmethoden waren nicht ganz zufriedenstellend, da entweder die Methode zu umständlich und zeitraubend oder die Dosisverteilung im Herdgebiet nicht gleichmäßig genug war. Auf Grund der Erfahrungen der Marburger Strahlenklinik und der Literaturangaben war bekannt, daß durch die Anwendung von Bleikeilen die Anpassung der Isodosen an die topographischen Verhältnisse eher zu erreichen war als ohne ihre Anwendung und daß dadurch die Dosisverteilung im Herdgebiet gleichmäßiger und übersichtlicher gestaltet werden konnte. Ferner war bekannt, daß die Bleikeile eine starke Einziehung der Isodosen auf der Seite des dickeren Anteils des Keiles bewirken und daher eine Minderbelastung im Überschneidungsgebiet der beiden Felder bedeuteten. Die Verkleinerung der Summenisodosen würde die Gefahr

des Auftretens von Dosisspitzen verringern oder sogar ganz beseitigen. Die in Abb. 14 bis 18 aufgeführten Isodosenkurven zeigen die Dosisverteilung bei Bestrahlung über zwei schräge, im Winkel von 25° , 30° , 35° , 40° und 45° gegen die Senkrechte geneigte Felder mit harmonischen 15° -Keilen und einer Zentrierung auf 8 cm Tiefe, entsprechend der Lokalisation der Blase beim normalen Menschen. Die Feldgröße an der Phantomoberfläche betrug 7 mal 8 cm, der FHA 60 cm.

Aus der Abb. 14 geht hervor, daß die Bestrahlung über zwei ventrale Keilfelder mit dem Einstrahlungswinkel $\pm 25^{\circ}$ keine Homogenität im Herdgebiet bewirkt und auch das gesunde Gewebe nicht genügend geschont wird. Die 100 % - Isodose - die übrigens bei allen Abbildungen wegen der zu geringen Ausdehnung in der Bewertung nicht berücksichtigt werden kann - liegt weit außerhalb des Herdgebietes im gesunden Gewebe. Aber auch die umfangreichere 90 % - Isodose, die sich nicht im Herdgebiet befindet, stellt eine starke Strahlenbelastung im Bereich oberhalb der Blase dar. Der kleine Anteil der 80 % - Isodose, der die Blasenvorderwand streift, ist

für eine kurative Bestrahlung nicht ausschlaggebend. Die Abstände der 70, 60 und 50 %-Isodosen betragen stellenweise 2 cm. Das bedeutet aber eine Schädigung des gesunden Gewebes. Diese Bestrahlungsanordnung ist infolge der Inhomogenität der Dosis im Herd und der weiten dorso-ventralen Ausziehung der Isodosen für die Bestrahlung der Harnblasentumoren ungünstig und damit unbrauchbar.

In Abb. 15, in der die Zentralstrahlen $\pm 30^\circ$ gegen die Senkrechte geneigt sind, befindet sich die 100 %-Isodose zwar unmittelbar vor der Blasenvorderwand, und die 90 und 80 %-Isodosen sind zugunsten des Herdes bedeutend tiefer gerutscht, jedoch ist die Tatsache unbefriedigend, daß über die Hälfte des Gebietes des Dosismaximums (80 + 90 %), das doch für den Herd allein vorbehalten sein sollte, außerhalb des Tumorgewebes liegt. Der Dosisabfall dagegen ist im Vergleich zu Abb. 14 steiler geworden, die Abstände zwischen der 80 %-Isodosenkurve und den darunterliegenden betragen jeweils nur noch 1 cm.

Noch günstiger erscheinen die Bedingungen in Abb. 16, bei der die Einfallswinkel $\pm 35^{\circ}$ ausmachen. Vergleicht man die Isodosenkurven von Abb. 16 mit denen von Abb. 15, so ist bei der ersteren eine deutliche Zentrierung zum Herd hin festzustellen. Das Dosismaximum hat sich zwar nicht weiter nach abwärts verschoben, dafür aber sind die 50 bis 60 %-Isodosen näher zum Schnittpunkt der Zentralstrahlen gerückt. Die starke Ausziehung der Isodosen fehlt nunmehr. Die Ausbreitung der ausschlaggebenden, tumorwirksamen 90 und 80 %-Isodosen deckt sich jedoch immer noch nicht mit der Ausdehnung des Herdgebietes.

Mit zunehmendem Einfallswinkel der beiden Stehfelder tritt die Zentrierung der Isodosenlinien immer mehr in Augenschein. Diese Feststellung ist aus den Abbildungen 17 (= 22) und 18 ersichtlich. Das Dosismaximum (80 + 90 %) umgibt den Schnittpunkt der Zentralstrahlen. Das umschriebene, kranke Gewebe liegt voll innerhalb der 80 und 90 %-Isodose. Als g ü n s t i g s t e B e s t r a h l u n g s a n o r d n u n g e n erweisen sich die Bedingungen in Abb. 17 (= 22), bei der sich

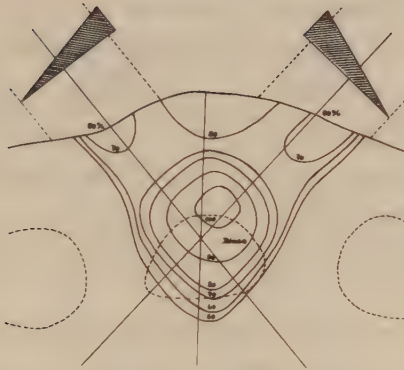


Abb. 22: Isodosen von zwei ventralen Keilfeldern mit einer Zentrierung auf 8 cm Tiefe.
Keilwinkel 15° , FHA 60 cm, Winkel $\pm 40^\circ$.

die Zentralstrahlen unter einem Winkel von $\pm 40^\circ$ in einer Tiefe von 8 cm schneiden. Die 80 und 90 %-Isodosen sind relativ umfangreich und bieten somit in der entsprechenden Tiefe eine große, tumorwirksame Fläche; die annähernd runden Isodosen sind zur Anmodellierung an einen Herd bestens geeignet. Die Dosis fällt von der 80 %-Isodose steil ab. Die 70, 60 und 50 %-Isodosen schmiegen sich seitlich und in der Tiefe dicht an die höheren Isodosenkurven an. Dadurch

wird die Strahlenbelastung im Gesunden merklich reduziert. Je nach der Dicke des zu bestrahlenden Patienten ändert sich auch die Anatomie des Menschen. Wir variierten daher die Herdtiefe bei gleichbleibendem Einfallswinkel von $\pm 40^\circ$. Durch die Transversaltomographie erhält man z. B. eine gute Möglichkeit, den Umfang des zu bestrahlenden Herdes zu eruieren.

In Abb. 18, die eine Einstrahlung über zwei Keilfelder im Winkel von beidseits 45° gegen die Senkrechte geneigt, darstellt, ist der Dosisabfall noch steiler, die Zentrierung noch deutlicher. Es macht sich jedoch hier bereits wieder eine neue Ausziehung und Verzerrung der Kurven bemerkbar. Die 90 und 80 %-Isodosen sind nicht mehr annähernd rund, sondern wandern zu beiden Seiten in Richtung auf die Beckenwand aus. Mit zunehmendem Einfallswinkel ist auch die zunehmende Oberflächendosis zu beachten.

Die günstigen Bestrahlungsanordnungen in Abb. 17 treffen auch zu, wenn die Zentrierung in 5 cm Tiefe erfolgt (s. Abb. 19 - 23).

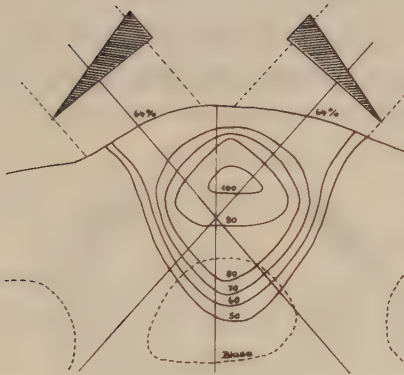


Abb. 23: Isodosen von zwei ventralen Keilfeldern mit einer Zentrierung auf 5 cm Tiefe.
Keilwinkel 15° , FHA 60 cm, Winkel $\pm 40^{\circ}$

Bei diesen Isodosen, die für eine Bestrahlung bei auftretenden Rezidiven nach einer Sectio alta wegen der nach ventral verlagerten Blase geeignet sind, ist das Dosismaximum höher gerückt. Der steile Dosisabfall und die relativ niedrige Oberflächendosis garantieren eine gute Bestrahlungsmethode. In Übereinstimmung mit VAN DE GEIJN (24) ist die äußerste Herdtiefe eines zu behandelnden Gebietes mit einem Paar von Keilabsorbern: 10 cm. Schon bei einer Herdtiefe von 9 cm (s. Abb. 20 =

24) scheint der Dosisabfall bereits etwas flacher zu werden, wenngleich das Dosismaximum das kranke Gewebe noch voll umfaßt. OD und HD sind annähernd gleich.

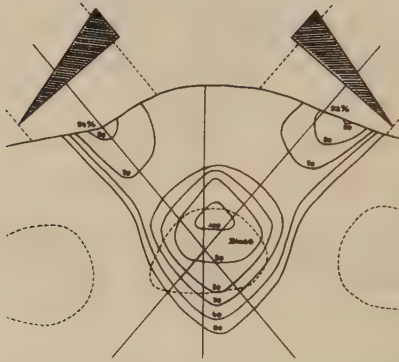


Abb. 24: Isodosen von zwei ventralen Keilfeldern mit einer Zentrierung auf 9 cm Tiefe. Keilwinkel 15° , FHA 60 cm, Winkel $\pm 40^{\circ}$.

Unbrauchbar sind die Bestrahlungsanordnungen in Abb.

21, bei der die HT 11 cm und der Einfallswinkel $\pm 40^{\circ}$ beträgt. Hierbei ist die Oberflächendosis höher als die

Herddosis. Die 80 %-Isodose erscheint sehr klein. Die starke Ausziehung der übrigen Isodosen führt zu einer starken Strahlenbelastung des gesunden Gewebes, die auf Kosten der Dosis im Tumorgebiet eingestrahlt wird. Insbesondere sind die hautschädigenden "Hotspots" unter dem dünnen Keilende zu beachten.

Zusammenfassend kann man sagen, daß die Beeinflussung des Isodosenverlaufs durch Bleikeile in zunehmender Tiefe wegen des relativ geringen Anteils an Streustrahlen bei Telekobalt-60-Einheiten verhältnismäßig einfach ist. Optimale Verhältnisse liegen vor, wenn bei einer HT von 8 cm und einem FHA von 60 cm unter einem Winkel von $\pm 40^\circ$, bzw. $\pm 45^\circ$ eingestrahlt wird. Auch bei einer 5 cm tiefen Zentrierung, einem FHA von 60 cm und einem Einfallswinkel von $\pm 40^\circ$, bzw. $\pm 45^\circ$ ergeben sich günstige Bestrahlungspläne. Bei tiefer gelegenen Tumoren oder dicken Patienten kann durch Kompression bei Anwendung eines Rahmentubus mit einer dünnen Plastikplatte am distalen Ende versucht werden, die Herdtiefe zu verringern.

Die angeführten Isodosenpläne, die durch die Filmdensitometrie gewonnen wurden, lassen sich für jeden individuellen Bestrahlungsfall auf diese Weise aufstellen. Diese einfache Methode kann bei der tiefentherapeutischen Bestrahlungsplanung eine gute Hilfe sein, solange eine elektronische Rechenmaschine nicht zur Verfügung steht. Die hier beschriebenen Isodosenverteilungen bieten sich bei der Behandlung von Harnblasentumoren als Grundlage für erfolgversprechende Bestrahlungen an.

Die Bestrahlung mit Bleikeilen ist allerdings nicht als Routinemethode gedacht, sondern lediglich für jene Fälle vorgesehen, die nicht gependelt werden können.

Es handelt sich vor allem um solche, die einer sectio alta zugeführt worden waren und deren Herdtiefe für eine Pendelbestrahlung nicht mehr ausreichend groß ist, da durch den Eingriff die Harnblase nach ventral zu verlagert wurde.

Für die meisten Patienten mit Harnblasentumoren eignet sich jedoch nach wie vor die Pendelbestrahlung mit der Telekobalteinheit.

Die Bleikeilbestrahlung ist demnach als eine spezielle Bestrahlungstechnik für anatomisch schwierige Fälle zu verstehen.

D. Z U S A M M E N F A S S U N G

Es werden die Entwicklung und die Bedeutung der Keilabsorber in der konventionellen Röntgen- und modernen Strahlentherapie beschrieben. Vor- und Nachteile der bisher angewendeten Bestrahlungsmethoden der Harnblasentumoren werden diskutiert.

An der Telekobalteinheit "Gammatron" 1 der Siemens-Reiniger-Werke werden mit Bleikeilen und besonderen Anordnungen - zur Aufstellung von Isodosenplänen für die Bestrahlung von Harnblasentumoren - Phantombestrahlungen durchgeführt. Die filmdensitometrischen Messungen werden graphisch in Form von Isodosenkurven dargestellt und diskutiert. Als günstigste Bestrahlungsanordnungen erweisen sich zwei schräge, ventrale Felder mit einem 15° -Keil und einem Einfallswinkel von $\pm 40^{\circ}$, bzw. $\pm 45^{\circ}$ bei einer Zentrierung auf 8 cm Tiefe. Bei kleineren Winkeln ($\pm 25^{\circ}$, $\pm 30^{\circ}$) resultiert eine ventrodorsale, bei größeren Winkeln ($\pm 45^{\circ}$) eine beginnende laterolaterale Ausziehung der Isodosen; beide

Möglichkeiten würden eine Belastung des gesunden Gewebes und eine Inhomogenität im Herdgebiet bedeuten. Bei gleichem Einfallswinkel von $\pm 40^\circ$ werden auch für höher und tiefer gelegene Herde (Änderung der Herdtiefe) günstige Isodosen gefunden.

Eine Variation des Keilwinkels ist selbstverständlich möglich; bei der Harnblasen-Lokalisation ergeben sich aber dann, wie auch schon in der Literatur dargestellt, keine günstigen Isodosenverteilungen.

Die Bestrahlungsmethode ist für Patienten mit Harnblasentumoren nach einem operativen Eingriff (*sectiv alta*) geeignet, der zu einer Verlagerung der Harnblase nach ventral geführt hat und bei denen deswegen eine Pendelbestrahlung nicht mehr möglich ist.

E. L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1. HULTERBERG, S., O. DAHL, R. THORAEUS, K. J. VIKTER-
LÖF u. R. WALSTAM: Kilocurie Cobalt 60 Therapy
At The Radiumhemmet.
Acta Radiol. /Supplement 179
2. KUTTIG, H. u. W. HERBIG: Die Anwendung von Keilfil-
tern in der Telekobalttherapie.
Strahlentherapie 127 (1965): 336
3. ELLIS, F., W. SHANKS, L. A. W. KEMP, R. OLIVER: Use
of wedge filters in x'ray therapy.
J. Fac. Radiol. (1950): 231
(zitiert nach Nr. 1)
4. FLOOD, P. A. u. SMITHERS, D. W.: Short - distance
low - voltage x-ray therapy.
Brit. J. Radiol. 12 (1939): 462
5. ELLIS, F. a. H. MILLER: The use of wedge filters
in deep x-ray therapy.
British J. Radiol. 17 (1944): 904
6. CHESTER, A. E. a. W. J. MEREDITH: The design of
filters to produce "fla" x-ray isodose curves
at a given depth.
Brit. J. Radiol. 18 (1945): 382

7. BUSH, F.: Rotational Roentgen therapy in the horizontal plane. III. Theoretical Considerations. Acta Radiol. 31 (1949): 308
8. KEMP, L. H. W.: The exploration of y-ray dose distribution: an automatic method. Brit. J. Radiol. 19 (1946): 488
9. HULBERT, M. a. A. C. GROOM: A note on the use of wedge filters in transparent ended x-ray therapy apparatus. Brit. J. Radiol. 23 (1950): 649
10. OLIVER, R. a. L. A. W. KEMP: The Effect of Change of F. S. D. on Wedge Filter Performance. Brit. J. Radiol. 25 (1952): 168
11. TOOZE, J. a. B. WORTHLEY: Wedge filters (technical note). Brit. J. Radiol. 27 (1954): 691
12. COHEN, M.: Physical Aspects of Roentgen Therapy Using Wedge Filters. I. Some new copper wedges and their applications. II. Analysis of wedge field dosimetry. Acta Radiol. (Stockh.) 52 (1959): 65 und 158

COHEN, M. a. J. E. BURNS: Physical Aspects of
Roentgen Therapy Using Wedge Filters.
III. The effect on wedge fields of variations
in kV and other factors.
Acta Radiol. 53 (1960): 470
IV. A new wedge principle using graphite and
tin.
Acta Radiol. 53 (1960): 153

13. GROOM, A. C.: The Design of Wedge Filters For X-Ray
Therapy.
Brit. J. Radiol. 24 (1951): 676

14. TRANTER, F. W.: The design of wedge filters for use
with a 4-MeV linear accelerator.
Brit. J. Radiol. 30 (1957): 329

15. DAY, M. J. a. F. T. FARMER: The 4 MeV linear
accelerator at New-Castle upon Tyne.
Brit. J. Radiol. 31 (1958): 669

16. FRANCOIS, P. E.: Wedge filters for use of the 8 MeV
linear accelerator.
Brit. J. Radiol. 31 (1958): 712

17. VAN ROSENBEEK, E. a. J. H. GRIMM: Wedge filters:
Their Construction and Use with the 22 MeV.
Betatron.
Amer. J. Roentgenol. 85 (1961): 926

18. TULLEY, T. J.: Wedge filters for use with a 100-Curie Cobalt-60-teletherapy unit. Brit. J. Radiol. 29 (1956): 227
19. JOHNS, H. E., M. T. MORRISON a. T. A. WATSON: Radiationdistribution from a 1000 Curie Cobalt unit using conventional and rotation techniques. Acta Radiol. Suppl. 116 (1954): 550
20. FLETCHER, G. H., J. E. RICHARDSON, E. B. MOORE, J.M. MORGAN a. A. COOLE: Clinical stationary field therapy with a cobalt-60-unit. Part II. Amer. J. Roentgenol. 75 (1956): 117
21. POURQUIER, H. et P. LEENHARDT: Les possibilites et les avantages techniques de la telecobalt therapie dans les cancers pharyngolaryges. J. Radiol. Electrol. 38 (1957): 411
22. COHEN, M., J. E. BURNS a. R. SEAR: Physical Aspects of Cobalt 60 Teletherapy Using Wedge Filters. I. Physical investigations. II. Dosimetric considerations. Acta Radiol. (Stockh.) 53 (1960): 401 u. 486
23. WELKER, K.: Anwendung der Keilfiltertechnik bei Co-60-Bestrahlung. Strahlentherapie 126 (1965): 331

24. VAN DE GEIJN: A simple wedge filter technique for cobalt-60-teletherapy.
Brit. J. Radiol. 35 (1962): 710
25. ZDANSKY, E.: Der heutige Stand der Telekobalttherapie.
Radiol. Clin. (Basel) 29 (1960): 334
26. LINDGREN, M.: Die Strahlenbehandlung der Hirntumoren.
Sdbde. zur Strahlentherapie 61 (1965): 220
27. SUNDBOM, L.: Beeinflussung der Dosisverteilung durch individuelle Filtertechnik in der Kobalt-60-Strahlentherapie.
Radiobiologia Radiotherapia 6 (1965): 35
28. FRISCHKORN, R. u. W. A. LINDEN: Möglichkeiten und Probleme der Verwendung von Ausgleichsfiltern bei der Co 60-Teletherapie.
Sdbde. zur Strahlentherapie 55 (1964): 259
29. PORTER, E. H., E. J. HALL u. F. ELLIS: Point-wedges: a development of wedge-filter-technique.
Brit. J. Radiol. 34 (1961): 655-658
30. FRISCHBIER, H.-J. u. H. KUTTIG: Telecobalttherapie des Mammacarcinoms.
Strahlentherapie 120 (1963): 512

31. KUTTIG, H., M. PINI u. D. SUNARIC: Möglichkeiten zur Telekobalttherapie der Wirbelsäule mit kurativen Dosen.
Strahlentherapie 128 (1965): 241
32. STENDER, H. ST. u. G. HAGEMANN: Erfahrungen und Methoden bei der Bewegungsbestrahlung mit Telekobalt.
Sdbde. z. Strahlentherapie 61 (1965): 169
33. ETTER, H.: Die Co. 60-Pendelbestrahlung mit progressiver Filterung.
Radiol. clin. 32 (1963): 393
34. HASCHE-KLÜNDER, R. in Lehrbuch der Chirurgie, herausgegeben von Prof. Dr. Hellner, Prof. Dr. R. Nissen, Prof. Dr. K. Vosschulte, Georg Thieme-Verlag, s. S. 842
35. KUTTIG, H. u. J. BECKER: Die Isotopen- und Tele-gammatherapie des Blasencarcinoms.
Der Radiologe 2 (1962): 206
36. CZERNY, V. u. A. CAAN: Über die Behandlung bösartiger Geschwülste mit radioaktiven Substanzen, speziell mit Aktinium.
Münch. med. Wschr. 2 (1911): 1801
37. NELL, W. jr. in J. Amer. med. Ass. 79 (1922):
2061 zitiert nach Nr. 34

38. WACHSMANN, F. u. G. BARTH: Die Bewegungsbestrahlung
Georg Thieme-Verlag, Stuttgart
39. GAUSS, C. J. u. H. LEMKE: Röntgentiefentherapie,
Kapitel V: Mehrstellige Felderbestrahlung.
1. Sonderband zur Strahlentherapie (1912):
193
40. HOLFELDER, H.: Die Röntgentiefentherapie,
Georg Thieme-Verlag, Leipzig 1938
41. DU MESNIL DE ROCHEMONT, R.: Lehrbuch der Strahlen-
heilkunde, Ferd. Enke-Verlag, Stuttgart
42. GEBRAUCHSANWENDUNG zum Konvergenzstrahler der
Siemens-Reiniger-Werke
43. HAUBRICH, R. u. E. REICHEL: Therapeutische Erfah-
rungen mit der Konvergenzbestrahlung des
Blasencarcinoms.
Der Radiologe 2 (1962): 225
44. RENNER, K. u. K. ROSSMANN: Ergebnisse nach Konver-
genzbestrahlung von Blasentumoren.
Der Radiologe 2 (1962): 221
45. KOHLER, A.: Zbl. Chirurg. (1938): 43

46. DU MESNIL DE ROCHEMONT, R.: Die Bewegungsbestrahlung. Aus Meyer - Matthes,
Die Strahlentherapie, Thieme, Stuttgart 1949
47. RUSCHE, C. F. a. H. L. Jaffe in J. Urol. (Baltimore)
79 (1958): 474
48. FRANKE, H. u. E. DIETER: Telekobalt-Pendelbestrahlung bei Blasencarcinom.
Dt. Röntgenkongreß 1964, Bd. 61, S 127
49. SAVINI, E.: Die Telekobalttherapie der Blasen-
tumoren.
Urologica (Treviso) 30 (1963): 303
50. KÖHLER, A.: Röntgentiefentherapie mit Metallnetz-
schutz. III. Mitteilung
Strahlentherapie 1 (1912): 121
(zitiert nach Nr. 51)
51. DU MESNIL DE ROCHEMONT, R.: Die Siebbestrahlung
im Rahmen der modernen, gegen den Krebs ein-
gesetzten Bestrahlungsmethoden.
Dt. Med. Journal 7 (1956): 656
52. BECKER, J., F. GUDDEN u. H. KUTTIG: Siebbestrahlung mit Co-60-Gammastrahlen.
Strahlentherapie 105 (1958): 623

53. BECKER, J. u. H. KUTTIG: Gezielte Anwendung einiger Bestrahlungsmethoden in der Telekobalttherapie.
Radiologica Austriaca 13 (1963): 7
54. STENDER, H. ST. u. G. HAGEMANN: Erfahrungen und Methoden bei der Bewegungsbestrahlung mit Telekobalt.
Dt. Röntgenkongress 1964 Bd. 61, S. 169
55. HINZ, G.: Telekobalttherapie der Blasentumoren.
Sdbde. zur Strahlentherapie 46 (1960): 147
56. MAUDERLI, W., D. M. GOULD a. J. W. LANE: Film Dosimetry of Cobalt 60 Radiation.
Amer. J. of Roentgenol. 83 (1960): 520
57. DU MESNIL DE ROCHEMONT, R., H.-J. HAASE, G. HAGEMANN u. D. RINGLEB: Telekobalt- und Hochvoltbestrahlung der Uteruskrebse, "Marburger Methode".
Strahlentherapie 118 (1960): 170

LEBENS LAUF

Als zweites Kind des damaligen Konsulatssekretärs Johann Norbert Boden und seiner Ehefrau Margarete Sophie Johanna Boden, geb. Gagg, wurde ich am 25. Januar 1942 in Berlin-Wilmersdorf geboren. Am 15. Oktober 1948 trat ich in Gladbeck in Westfalen, wo mein Vater von 1946 bis 1958 das Amt des Oberstadtdirektors bekleidete, in die Grundschule ein. Nach vierjährigem Besuch der Volksschule bestand ich Ostern 1952 die Aufnahmeprüfung für das neusprachliche Mädchengymnasium in Gladbeck. Ab Frühjahr 1957 besuchte ich die Liebfrauenschule der Franziskanerinnen in Sigmaringen an der Donau, die als neusprachliches Gymnasium staatlich anerkannt ist. Am 15. März wurde mir dort das Zeugnis der Reife ausgestellt und damit die Befähigung zum Studium an einer Hochschule zuerkannt.

Ich begann das Studium der Medizin im Mai 1961 an der Universität Mainz, wo ich im Februar 1962 die Naturwissenschaftliche Prüfung und im August 1963 die Ärztliche Vorprüfung mit Erfolg ablegte. Meine beiden ersten klinischen Semester verbrachte ich in Wien und in Freiburg im Breisgau.

Seit November 1964 studiere ich an der Philipps-Universität in Marburg an der Lahn, wo ich auch mein Studium mit der Ärztlichen Prüfung beenden möchte. Seit der Pensionierung meines Vaters wohne ich mit meinen Eltern und mit meinem Bruder in Lenzkirch im Schwarzwald.

Dem Direktor der Strahlenklinik, Herrn
Professor Dr. med. R. du Mesnil de Rochemont,
danke ich, daß mir zur Ausführung der Versuche
sämtliche Hilfsmittel uneingeschränkt zur
Verfügung gestellt wurden.

Ebenso danke ich Herrn Dozent Dr. med. R.
Schneider für die freundliche Überlassung
des Themas, für die Übernahme des Referates
und für seine Unterstützung bei der Abfassung
der Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dipl.-Phys.
G. Hagemann für seine stete Hilfsbereitschaft
und für seine Beratung bei der Durchführung
der Versuche.

Meine akademischen Lehrer waren die Herren

Professoren und Dozenten:

In Mainz: Bäßler, Berthold, Dabelow, Höhn, Klages,
Lang, Laven, Mislin, Müller, Rohen,
Schriever, Siebert, Straßmann, Watzka.

In Wien: Böck, Braitenberg, Fellingner, Fuchsig,
Gitsch, Novotny, Hoff.

In Freiburg: Bätzner, Eschler, Enke, Grundmann, Halm,
Heilmeyer, Hummel, Kern, Krautwald, Krauß,
Lorenz, Melching, Noetzel, Rehm, Schirr-
meister, Schubotho, Stutz, Wendt, Wöhler,
Zollinger.

In Marburg: Berendes, Bickel, Bommer, Braun-Falco,
Buchholz, Büsing, Dittrich, Dölle,
Du Mesnil de Rochemont, Exner, Ganz,
Gedigk, Hamm, Hess, Hildebrandt, Jacob,
Lang, Linneweh, Lübbers, Mann, Martini,
Marx, Neubauer, Rohen, Rodeck, Salfeld,
Sauer, Schiff, Schneider, Schmid,
Schleyer, Schrappe, Schwaiger, Siegert,
Spiegelberg, Stender, Straub, Streicher,
Werner, Würterle.

